(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第4047628号
(P4047628)
(45)発行日　平成20年2月13日(2008.2.13)　(24)登録日　平成19年11月30日(2007.11.30)

(51)Int.Cl.　F I
*A61B 5/055 (2006.01)*　A61B 5/05 390
A61B 5/05 355
A61B 5/05 380

請求項の数 4　(全 11 頁)

(21)出願番号　特願2002-141324(P2002-141324)
(22)出願日　平成14年5月16日(2002.5.16)
(65)公開番号　特開2003-325476(P2003-325476A)
(43)公開日　平成15年11月18日(2003.11.18)
審査請求日　平成17年5月11日(2005.5.11)

(73)特許権者　000153498
株式会社日立メディコ
東京都千代田区外神田四丁目１４番１号
(74)代理人　100099852
弁理士　多田　公子
(74)代理人　100099760
弁理士　宮川　佳三
(72)発明者　高橋　哲彦
東京都千代田区内神田１丁目１番１４号
株式会社　日立メディコ内
(72)発明者　小村　和美
東京都千代田区内神田１丁目１番１４号
株式会社　日立メディコ内

最終頁に続く

(54)【発明の名称】カテーテルＲＦアンテナを用いた磁気共鳴イメージング装置

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
被検体に核磁気共鳴を生じさせる磁場印加手段と、前記被検体からの核磁気共鳴信号を受信する受信手段と、前記受信手段が受信した核磁気共鳴信号を用いて画像を再構成する信号処理手段とを備え、
前記受信手段は、前記被検体の近傍に配置される受信コイルと、前記被検体に挿入されるカテーテル内に配置され、互いに異なる空間に感度領域を有する複数のＲＦアンテナとから構成され、前記信号処理手段は、前記受信コイル及び複数のＲＦアンテナからの信号をそれぞれ信号処理する複数の信号処理部と、前記信号処理部で得られた画像を合成する画像合成部とを備えた磁気共鳴イメージング装置において、
前記複数のＲＦアンテナは、各ＲＦアンテナ間にＲＦシールド部材を介在させて、カテーテルの長手方向のほぼ同一位置に並列に配置されたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
【請求項２】
前記信号処理部は、前記受信コイルからの信号を処理して得られた画像と、前記複数のＲＦアンテナから得られた画像とに、互いに異なる色調を付与することを特徴とする請求項１記載の磁気共鳴イメージング装置。
【請求項３】
前記画像合成部は、前記受信コイルからの信号を処理して得られた画像と、前記複数のＲＦアンテナから得られた画像とを、重み付けして合成することを特徴とする請求項１又

は２に記載の磁気共鳴イメージング装置。
【請求項４】
被検体に核磁気共鳴を生じさせる磁場印加手段と、前記被検体からの核磁気共鳴信号を受信する受信手段と、前記受信手段が受信した核磁気共鳴信号を用いて画像を再構成する信号処理手段とを備え、
前記受信手段は、前記被検体に挿入されるカテーテル内に、互いに電気的に非接続状態で且つ相互結合が実質的にない状態で配置され、異なる空間に感度領域を有する複数のＲＦアンテナを備え、前記信号処理手段は、前記複数のＲＦアンテナからの信号をそれぞれ信号処理する複数の信号処理部と、前記信号処理部で得られた画像を合成する画像合成部とを備えた磁気共鳴イメージング装置において、
前記複数のＲＦアンテナは、各ＲＦアンテナ間にＲＦシールド部材を介在させて、カテーテルの長手方向のほぼ同一位置に並列に配置されたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
【発明の詳細な説明】
【０００１】
【発明が属する技術分野】
本発明は、核磁気共鳴（ＮＭＲ）信号を受信する受信手段として、カテーテルＲＦアンテナを用いた磁気共鳴撮像（ＭＲＩ）装置に関し、特にカテーテルが挿入された部位近傍の描出能に優れたＭＲＩ装置に関する。
【０００２】
【従来の技術】
近年、ＭＲＩ装置の臨床応用の一つとして、患者の体内に穿針やカテーテルを挿入して治療や診断を行う際に、ＭＲＩ撮像を行い、カテーテル等の進行状態やカテーテルが挿入された部位の組織を逐次モニターする技術が開発されている。このような技術はインターベンショナルＭＲＩと呼ばれ、撮像中の被検体へのアクセスのための空間を開放したオープン型のＭＲＩ装置の普及に伴い、実用化が進んでいる。
【０００３】
インターベンショナルＭＲＩにおいて、カテーテルの位置をリアルタイムでモニタリングする技術（トラッキング法）として、アクティブトラッキングがある。このアクティブトラッキングでは、カテーテル自体にＲＦ受信コイルを組み込み、直接カテーテル近傍のＮＭＲ信号を検出して画像化し、これを別途取得したロードマップ（形態画像）上に重ねることにより、カテーテルの位置をロードマップ上に表示させるようにする。
【０００４】
カテーテル自体にＲＦコイルを組み込んだものとして、例えば、特開平6-70902号、特開平7-255694号、特開平11-230705号、”Intravascular magnetic resonance imaging using a loopless catherter antenna”, Ogan Ocali, Ergin Atalar, Magnetic Resonance in Medicine, 37, pp112-118, (1997)などには、血管カテーテルに組み込むことが可能なＲＦコイルが提案されている。また”Transesophageal magnetic resonance imaging”, K.A. Shunk et al, Magnetic Resonance in Medicine, 41, pp722-726 (1999)には経食道コイルが提案されている。これらのコイルは、いずれもカテーテル内のアンテナ数は1個、出力端子も1組である。
【０００５】
さらにカテーテルの位置検出用に特化した例として、図１２に示すように、３個のマイクロコイルを相互結合（誘導結合もしくは容量結合）して、侵襲デバイスの先端に組み込んだものも提案されている（Magnetic Resonance in Medicine 44, pp556-65(2000)。このカテーテルＲＦコイルは、感度領域が離れて点在しており、これによってデバイスの位置と侵入方向を検出可能にしたものである。このコイルを使用することにより、侵襲デバイスの進入方向と目的組織の位置から、ＭＲスキャン断面を自動的に決定することができる。
【０００６】

【発明が解決しようとする課題】
ところで、一般に血管カテーテルの長さは1～1.5m程度あり、このような長い血管カテーテルを目的位置まで到達させる場合に、カテーテルの先端を高感度で或いは広視野の画像でモニターしたり、血管壁のプラークを高感度、広視野で描出したいという要請がある。しかし、上述した単一のＲＦコイルを備えたカテーテル用ＲＦコイルでは、感度を高めるために5～10cm程度の領域に限定しているために、カテーテル近傍の広がりのある領域について高感度で描出することはできない。
【０００７】
アクティブトラッキング用に開発された複数のＲＦコイルを備えたカテーテルでも、感度領域が点在しているため、視野拡大とはなっていない。またこのＲＦコイルでは、スイッチで切り替えて2箇所からのアナログ信号を交互に取り出すようにしているため、両方からの信号を得るためには従来の2倍の時間を必要とする。仮に両方からの信号を同時に取り出したとしても、1組の信号線で取り出すので、ノイズの合成が起き合成画像のＳＮが1/√2に低下してしまう。
【０００８】
そこで本発明は、カテーテルＲＦアンテナからの信号が潜在的に有する診断上有用な情報を画像として利用することができ、カテーテル近傍の組織を高感度、広視野で描出することが可能なＭＲＩ装置を提供することを目的とする。また本発明は、カテーテルの位置やその近傍の情報が、ロードマップ（通常のＲＦコイルから構成した広範囲ＭＲ画像）上で容易に識別可能に表示され、これによってカテーテルの正確な位置やその近傍組織を視覚的に容易に識別できるＭＲＩ装置を提供することを目的とする。
【０００９】
上記目的を達成する本発明のＭＲＩ装置は、被検体に核磁気共鳴を生じさせる磁場印加手段と、前記被検体からの核磁気共鳴信号を受信する受信手段と、前記受信手段が受信した核磁気共鳴信号を用いて画像を再構成する信号処理手段とを備え、前記受信手段は、前記被検体の近傍に配置される受信コイルと、前記被検体に挿入されるカテーテル内に配置され、互いに異なる空間に感度領域を有する複数のＲＦアンテナとから構成され、信号処理手段は、受信コイル及び複数のＲＦアンテナからの信号をそれぞれ信号処理する複数の信号処理部と、信号処理部で得られた画像を合成する画像合成部とを備え、前記複数のＲＦアンテナは、各ＲＦアンテナ間にＲＦシールド部材を介在させて、カテーテルの長手方向のほぼ同一位置に並列に配置されたことを特徴とする。
【００１０】
本発明のＭＲＩ装置において、好適には信号処理部は、受信コイルからの信号を処理して得られた画像と、前記複数のＲＦアンテナから得られた画像とに、互いに異なる色調を付与する。また画像合成部は、前記受信コイルからの信号を処理して得られた画像と、前記複数のＲＦアンテナから得られた画像とを、重み付けして合成する。
【００１１】
本発明のＭＲＩ装置によれば、受信コイルとは別にカテーテル内に配置された複数のＲＦアンテナとから同時に得られる二系統の信号をそれぞれ信号処理し、合成するようにしているので、ロードマップ上にカテーテル位置を正確に表示させることができる。その際、一方の系統の信号、例えばＲＦアンテナからの信号に異なる色調を与えることにより、カテーテル先端位置をより把握しやすくすることができる。また適切な重み付けを施すことにより、カテーテルを含む領域全体の形態画像を高輝度で描出させたり、カテーテル先端近傍のみを高輝度で描出させたりすることができる。
【００１２】
本発明のＭＲＩ装置において、複数のＲＦアンテナは、カテーテル内に、互いに高周波（ＲＦ）磁場の相互結合が実質的にない状態で配置され、それぞれ異なる空間からの信号を検出することを特徴とする。
【００１３】
受信コイルとして、このようなカテーテルＲＦアンテナを用いることにより、これらのア

ンテナが検出した信号を合成することにより、各アンテナの高感度を維持しながら、各アンテナが検出可能な空間全体の画像を得ることができる。これによりカテーテルが挿入された領域近傍を広視野、高感度で描出でき、カテーテルの挿入作業を容易ならしめるとともに、診断上有効な情報を得ることができる。

【００１４】

【発明の実施の形態】

以下、本発明のＭＲＩ装置の実施形態を図面を参照して説明する。

【００１５】

図１は、本発明のＭＲＩ装置の概要を示す図である。このＭＲＩ装置は、被検体101の周囲の空間に静磁場を発生する磁石102と、この空間に傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイル103と、この空間に高周波磁場を発生するＲＦ照射コイル104と、被検体が発生するＭＲ信号を検出するＲＦ受信コイル105とを備えている。

【００１６】

傾斜磁場コイル103は、Ｘ、Ｙ、Ｚの三方向の傾斜磁場コイルで構成され、傾斜磁場電源109からの信号に応じてそれぞれ傾斜磁場を発生する。ＲＦ照射コイル104はＲＦ送信部110の信号に応じて高周波磁場を発生する。本発明のＭＲＩ装置では、ＭＲ信号を検出するＲＦ受信コイルとして、被検体の周囲あるいは近傍に設置されるＲＦ受信コイル105のほかに、被検体内部に挿入されるカテーテルに備えられたＲＦ受信コイル205を用いる。これらＲＦ受信コイル105、205の信号は、信号検出部106で検出され、信号処理部107で信号処理され、また計算により画像信号に変換される。画像は表示部108で表示される。傾斜磁場電源109、ＲＦ送信部110、信号検出部106は、パルスシーケンスと呼ばれる制御のタイムチャートに従って制御部111で制御される。ベッド112は被検体が横たわるためのものである。

【００１７】

カテーテルに備えられたＲＦ受信コイル205の具体的な構成を説明する。図２は、カテーテル内部にＲＦ受信コイルを一体化したカテーテルＲＦアンテナの一実施形態を示す全体図である。一般にカテーテルＲＦアンテナとして用いられているものは、前述したようにカテーテル先端位置をＭＲ画像で識別できるように、その先端に単一のＲＦコイルを設けているが、本発明のＭＲＩ装置で採用するカテーテルＲＦアンテナは、複数のアンテナを、相互結合がない状態で配置していることを特徴としている。

【００１８】

即ち、このカテーテルＲＦアンテナは、樹脂等で構成されるチューブ状のカテーテル208と、その内部にカテーテル208の長手方向に沿って並列に配置された2本の信号線201、202と、これら信号線201、202の先端に接続された２つのアンテナ2051、2052と、信号線201、202の後端に接続されたチューニング・マッチング回路（Ｔ/Ｍ回路）2061、2062とからなる。Ｔ/Ｍ回路2061、2062は、同軸ケーブル2111、2112、プリアンプ2041、2042を介して、信号検出部106（図１）に接続される。患者の体腔内には、Ｔ/Ｍ回路より前側のカテーテル部分が挿入される。

【００１９】

信号線201、202は絶縁体203に被覆され、電気的に接触しないようにカテーテル内に配置されている。尚、図２では、信号線201及び202が同一の絶縁体203内に電気的に非接触で被覆されている例を示したが、カテーテル208を複数の空洞を形成したダブルルーメン構造或いはマルチルーメン構造とし、これら空洞のうち小径の空洞に信号線201、202及びアンテナ2051、2052を埋め込み、大径の空洞をガイドワイヤやチューブを通すための穴として使用しても良い。

【００２０】

２つのアンテナ2051、2052は、それぞれ異なる領域2071、2072に感度領域を有するＲＦコイルで、形状は、有感領域の広いダイポールが好適である。またこれら２つのアンテナは、その検出周波数における電気的相互結合が十分除去されていることが重要であり、具体的には14ｄＢ以上、好ましくは20ｄＢ以上とする。図示する実施形態では、２つのアンテ

ナ2051、2052は、互いにカテーテルの長手方向に異なる位置に配置されており、これにより相互結合を生じないようになっている。さらに必要に応じて、公知のデカップリング手段、例えば低入力インピーダンス法やインダクティブデカップラー法を採用することも可能である。

【００２１】

尚、図２では、複数のアンテナ2051、2052を、カテーテルの長手方向にずらして配置したカテーテルＲＦアンテナを示したが、アンテナは相互結合がない状態であれば、図２に示す配置以外に配置することも可能である。例えば図３に示すように、アンテナを長手方向のほぼ同一位置に並列に配置してもよい。

【００２２】

但し、この場合には、２つのアンテナ2051、2052との間にＲＦシールド板を介在させて、相互結合を防止するとともに、２つのアンテナ2051、2052によってカテーテルの左右或いは上下を分担して検出するように構成されている。この場合には、長手方向については広視野化を図ることはできないが、カテーテル先端の全周囲を高感度で描出できるので、スキャン断面としてどのような断面が選択されていても、カテーテル先端を高感度で描出することができる。またアンテナ数も２以上としてもよい。

【００２３】

次にこのように複数のアンテナを備えたカテーテルＲＦアンテナを用いるＭＲＩ装置の信号検出部106及び信号処理部107の構成を説明する。図４に信号検出部106及び信号処理部107の一実施形態を示す。尚、この実施形態では、ＲＦ受信コイル105として複数の小型ＲＦコイル1051～1054からなるマルチプルコイルを用いた例を示している。図示するように、信号検出部106は、ＲＦ受信コイル105を構成する各小型ＲＦコイル1051～1054からの信号をそれぞれ直交検波、Ａ/Ｄ変換する信号検出系4011と、カテーテルＲＦアンテナ2051、2052からの信号をそれぞれ直交検波、Ａ/Ｄ変換する信号検出系4012との二系統を備えている。また信号処理部107は、これら信号検出系4011、4012で検出した二系列のデジタル信号にそれぞれフーリエ変換等を施し画像信号を作成する演算部4021、4022と、各信号検出系毎に画像信号を合成する合成部4031、4032と、ＲＦ受信コイル105からの信号から合成した画像とカテーテルＲＦアンテナ205からの信号から合成した画像とを重畳表示するための重畳部404と、カテーテルＲＦアンテナ205からの画像信号を用いてカテーテル先端位置を計算する位置計算部405とを備えている。位置計算部405で得られた位置情報は、制御部111に入力され、例えば、カテーテルの進行方向をモニタリングする連続撮像において、撮像スキャン断面を決定するために使用される。

【００２４】

画像信号を合成する合成部4032の動作は、従来のマルチプルコイルにおける信号合成と同様であるが、図５及び図６を参照して簡単に説明する。信号合成に際しては、まず各アンテナ2051、2052の感度分布Wnを求める。感度分布は、予めファントム等を使用して求めておくことも可能であるが、撮像時に得られたＭＲ信号から感度分布を求めることも可能であり、図５では後者の場合を示している。この方法では、原画像信号en(i,j)をフーリエ変換FTし、ｋ空間データpn(i',j')とし、これに低域通過フィルタLPFをかけた後、さらにフーリエ変換FTすることによって感度分布Wn(i,j)を得る。

【００２５】

こうして感度分布が求められたならば、次式（１）に示すように、各画像信号en(i,j)に感度分布Wn(i,j)に基づく重み付けを行い、重み付け後の信号を合成することにより画像信号S(i,j)を得る。この様子を図６に示す。

【００２６】

【数１】

$$S(i,j) = \frac{\sum_{n} e_n(i,j)\, w_n(i,j)}{\sqrt{\sum_{n} \{ w_n(i,j) \}^2}}$$

$e_n(i, j)$:RF受信コイルnの画像

$w_n(i,j)$:RF受信コイルnの感度分布

【００２７】

重畳部404は、合成部4031、4032で得られた画像信号S1(i,j)、S2(i,j)を、表示部108に重畳表示する際に、一方の信号に着色したり、重み付けする等の処理を加える。図７に重畳部404の一実施形態を示す。図示するように、重畳部404では、例えば、ＲＦ受信コイル105からの画像信号S1(i,j)が白黒画像である場合に、カテーテルＲＦアンテナ205からの画像信号S2(i,j)を赤、緑などの所定の色で表示するように表示を制御する。またカテーテルＲＦアンテナ205からの画像信号S2(i,j)に所定の重み付けを行い、例えばＲＦ受信コイル105からの画像信号S1(i,j)に対し、画像信号S2(i,j)を高輝度で表示させる。これによって表示画面上でカテーテル位置が明確にわかるとともに、カテーテル近傍組織を他の組織に比べ高輝度で描出することができる。逆に、重み付けを０にすることにより、カテーテルＲＦアンテナ205からの画像信号S2(i,j)のない画像、即ちＲＦ受信コイル105からの画像信号S1(i,j)のみを表示させることも可能である。

【００２８】

尚、図７では、カテーテルＲＦアンテナ205からの画像信号S2(i,j)に対する処理701のみを示しているが、ＲＦ受信コイル105からの画像信号S1(i,j)についても同様の処理701を行うことも可能である。それにより、例えばカテーテルＲＦアンテナ205からの画像信号S2(i,j)のみを用いた画像を表示させることも可能である。これらの処理701は、信号処理部107内のソフトウェアによって行うことができ、また重み付けの値や着色する際の色の指定は、信号処理部107或いは制御部111に備えられた入力装置（図示せず）を介して、操作者が設定し或いは選択することができる。

【００２９】

位置計算部405における位置検出は、従来のカテーテルトラッキングの手法と同様である。即ち、例えば、カテーテルの先端に位置するアンテナ2051の画像信号から輝度が最大である画素の座標をカテーテル位置とする。或いは輝度がしきい値以上である画素の集合を抽出し、その中心或いは重心位置をカテーテル先端の位置とする。また図２に示すカテーテルＲＦアンテナのように複数のアンテナがカテーテルの長手方向にずれて配置されている場合には、各アンテナの位置（座標）から、カテーテルの進行方向を求めることも可能である。

【００３０】

次にこのような構成のＭＲＩ装置を用いたダイナミック撮像について説明する。図８は、ＭＲＩ装置800を用いて、術者804が、例えば患者806の大腿動脈からカテーテル802を挿入しながら、ダイナミック撮像を行う場合を模式的に示す図である。ダイナミック撮像では、例えばグラディエントエコー型のマルチショットエコープレナーイメージング法による撮像シーケンスや、これに改良を加えた部分位相エンコーディング法による撮像シーケンスを採用することができ、これによって例えば画像更新時間約0.2秒のリアルタイムで連続ＭＲ画像を取得することができる。ＭＲ画像は、モニター801に表示され、術者804はこのＭＲ画像を見て、カテーテル位置を確認したり、カテーテルが挿入される組織の状態を見ながらカテーテルを進める。

【００３１】

このようなダイナミック撮像において連続ＭＲ画像を取得する工程では、図９に示すように、信号取得901、感度分布計算902（図５の処理）、信号合成903（図６の処理）、画像表示／転送904が連続して行われる。この際、感度分布計算902については、カテーテルの

位置情報に基づき、適宜省略することが可能である。即ち、カテーテル位置が挿入動作に伴い移動しているときには、その都度、感度分布計算を行い、画質の劣化を防止する。カテーテル位置が変わらない場合には、感度分布は前回の信号合成903に用いた感度分布を繰り返し使用する。これによって、感度分布計算902ステップを省くことができ、画像更新速度を速めることができる。カテーテルの位置情報は、位置計算部405（図４）から得ることができる。

【００３２】

位置計算部405からの位置情報を用いた、ダイナミック撮像における信号処理の一例を図１０に示す。まず位置計算部405から得られた前回の画像信号におけるカテーテル位置ｐｔ0と今回の画像信号におけるカテーテル位置ｐｔnとの差Δｐを取り（ステップ1、ステップ2）、それがしきい値α以下であるかを判断する（ステップ3）。αは０でもよいが、感度分布のずれが画質に影響を与えない程度の許容値であればよい。またΔｐは、例えばｐｔ0(x0,y0,z0)とｐｔn(x0,y0,z0)について$\Delta p = \sqrt{(\Delta x^2+\Delta y^2+\Delta z^2)}$として求めることができる。

【００３３】

差Δｐがしきい値を超える場合には、その回の画像信号を用いて感度分布Wtnを計算し（ステップ4）、この感度分布を用いて信号を合成する（ステップ5）。差Δｐがしきい値以下であれば、感度分布計算は行わず、カテーテル位置ｐｔ0のときに求めた感度分布Wt0を用いて信号を合成する（ステップ6）。感度分布を更新した場合には、ステップ2で計算する前回のカテーテル位置ｐｔ0をその回のカテーテル位置ｐｔnに置き換える（ステップ７）。感度分布としてそれ以前の値を用いた場合には、ステップ2で計算する前回のカテーテル位置はそのまま用いる。これによって、感度分布のずれの許容値の範囲でカテーテル位置が少しづつ移動した場合にも、許容値を超えた時点で感度分布の更新を行うことができ、画質の劣化を防止できる。

【００３４】

こうして合成された画像は、前述したように、必要に応じて所定の色調を施され或いは重み付けされた上で、全身コイル或いは局所コイルであるＲＦ受信コイル105からの画像信号に重畳表示される。

【００３５】

図１１は、モニター802に表示されたＭＲ画像1000の一例を示す図で、ここでは、例えば腹部大動脈のコロナル（冠状）面が表示され、血管カテーテル208が大腿動脈から心臓に向かって挿入される場合を示している。画像の中心はＭＲＩ装置の磁場中心とほぼ等しくなるようにセットされている。この画像は、ＭＲＩ装置の受信コイル105からの信号と、カテーテル208に備えられた２つのアンテナ2051、2052からの信号の合成画像であり、受信コイルによって描出された腹部大動脈像上に、カテーテルＲＦアンテナによってカテーテル長手方向に沿った近傍組織1001、1002が高感度で描出された画像が得られる。

【００３６】

従ってカテーテルが挿入されている血管のプラークや狭窄などの診断上有用な情報を得ることができ、またカテーテル先端が分岐部に到達したときにも円滑に挿入動作を行うことができる。さらにカテーテル先端は、他の部分に比べ高輝度で描出されるので、例えば輝度が所定の値以上である画素を抽出することにより、先端の位置を検出することができ、この位置情報をもとにカテーテルトラッキングを行うことが可能である。

【００３７】

このように本発明のＭＲＩ装置によれば、表示部108（或いはモニター802）に表示された連続ＭＲ画像を見ながら、術者は、カテーテルの挿入位置を把握しながら挿入動作を行うことができるとともに、カテーテルが挿入された体腔近傍の組織についての詳細な情報を得ることができる。

【００３８】

以上、カテーテルＲＦアンテナを用いたＭＲＩ装置の構成と動作の実施形態を説明したが、本発明のＭＲＩ装置は上記実施形態に限定されず、種々の変更が可能である。例えば、

上述したダイナミック撮像では、カテーテルＲＦアンテナからの信号を用いてカテーテル近傍組織を描出すること及びカテーテルトラッキングを行うことを説明したが、カテーテルＲＦアンテナとして、複数のアンテナをカテーテル長手方向にずらして配置したものを使用する場合には、カテーテルの位置のみならず進行方向の情報も得ることができるので、これら情報を元に、ダイナミック撮像におけるスキャン断面を常にカテーテルを含む断面となるように順次変更しながら撮像を行う機能（ナビゲーション機能）を持たせることも可能である。

【００３９】

また図では、被検体が置かれる空間を挟んで上下に静磁場発生磁石を配置したオープン型のＭＲＩ装置を示したが、この空間を挟んで左右に静磁場発生磁石を配置したＭＲＩ装置やソレノイド型磁石のボア内に被検体を挿入するＭＲＩ装置でも、本発明を適用することは可能である。

【００４０】

【発明の効果】

本発明によれば、相互結合のない複数のアンテナを内蔵するカテーテルＲＦアンテナを用いるとともに、これらカテーテルＲＦアンテナからの信号に所望の重み付けをして、通常のＲＦ受信コイルからの信号と重畳表示するようにしたので、カテーテル近傍の組織を広視野、高感度で描出することできる。これにより、ＭＲ画像上にカテーテル位置を明瞭に示すことができるとともに、カテーテルが挿入された組織近傍について診断上有用な情報を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図１】　本発明のＭＲＩ装置の全体概要を示す図

【図２】　本発明のカテーテルＲＦアンテナの一実施形態を示す図

【図３】　本発明のカテーテルＲＦアンテナの他の実施形態を示す図

【図４】　信号検出部及び信号処理部の一例を示す図

【図５】　感度分布の計算を説明する図

【図６】　複数のアンテナからの信号の合成を説明する図

【図７】　ＲＦ受信コイルから得た画像信号とカテーテルＲＦアンテナから得た画像信号の重畳表示を説明する図

【図８】　本発明のＭＲＩ装置を用いたダイナミック撮像を説明する図

【図９】　ダイナミック撮像における画像毎の信号処理を説明する図

【図１０】　ダイナミック撮像における信号合成の処理フローを示す図

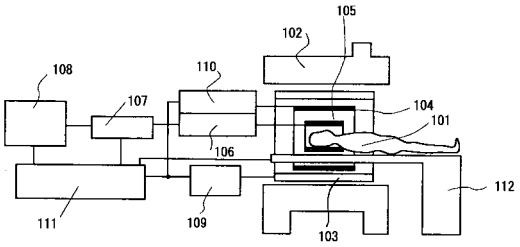
【図１１】　本発明のＭＲＩ装置における表示画像の一例を示す図

【図１２】　従来のカテーテルＲＦコイルを示す図

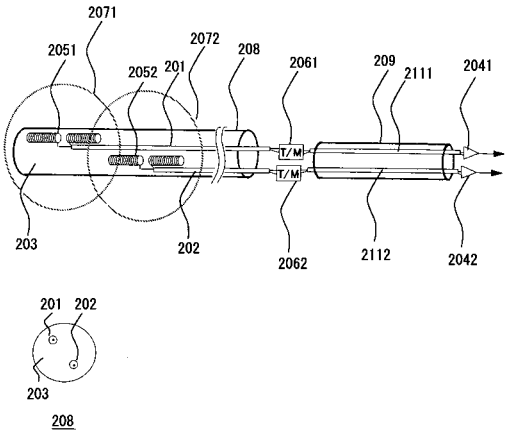
【符号の説明】

102・・・静磁場磁石、103・・・傾斜磁場コイル、104・・・ＲＦ照射コイル、105・・・ＲＦ受信コイル、106・・・信号検出部、107・・・信号処理部、108・・・表示部、111・・・制御部、205（2051、2052）・・・ＲＦアンテナ、208・・・カテーテル

【図１】




【図２】

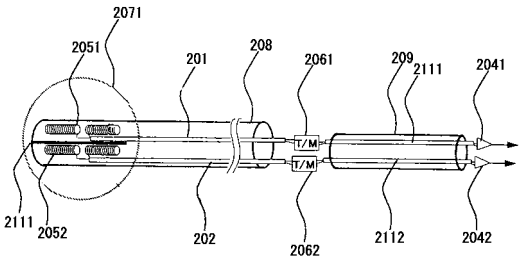


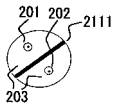




208

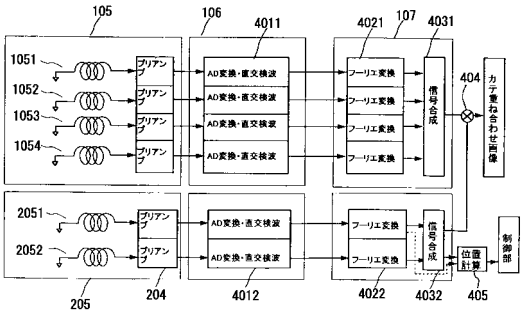
【図３】



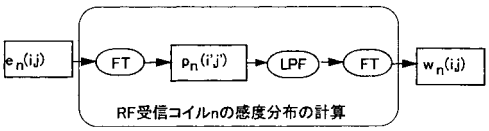




208

【図４】

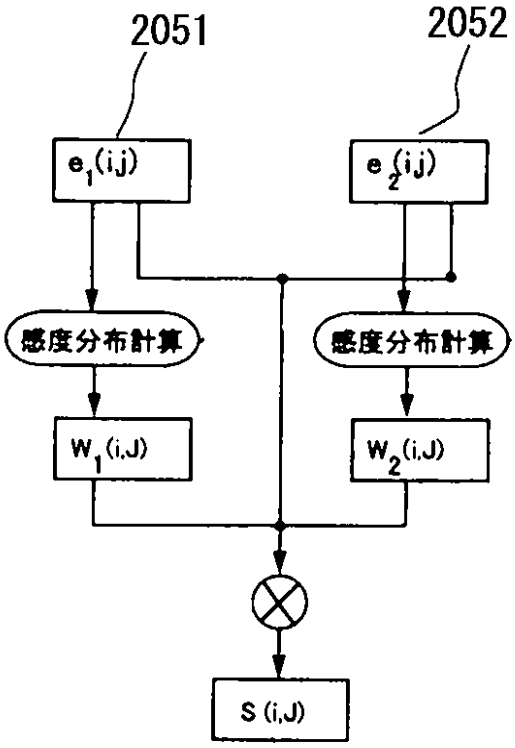



【図５】

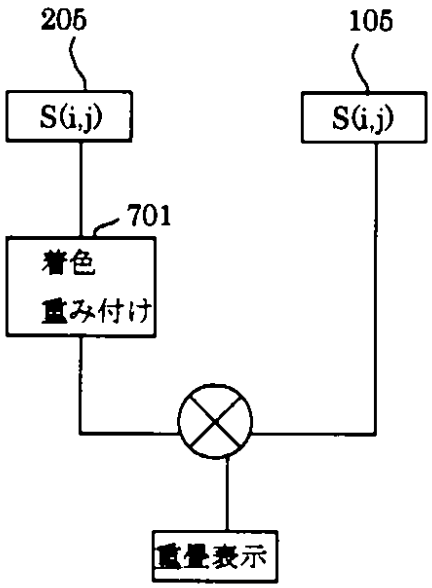



$e_n(i,j)$:原画像
$p_n(i,j)$:k空間データ
$w_n(i,j)$:感度分布

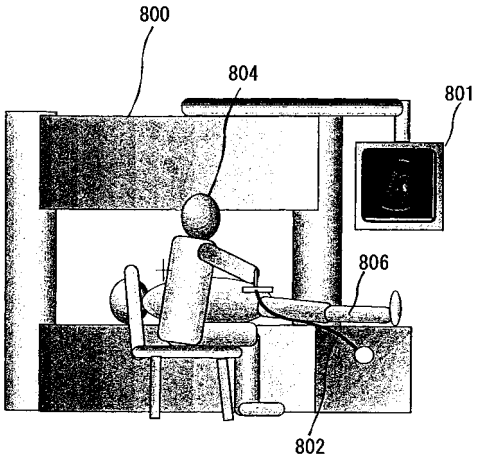
【図６】



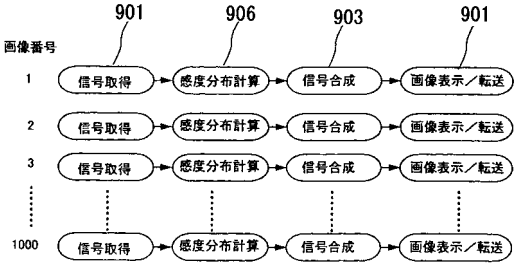
【図７】



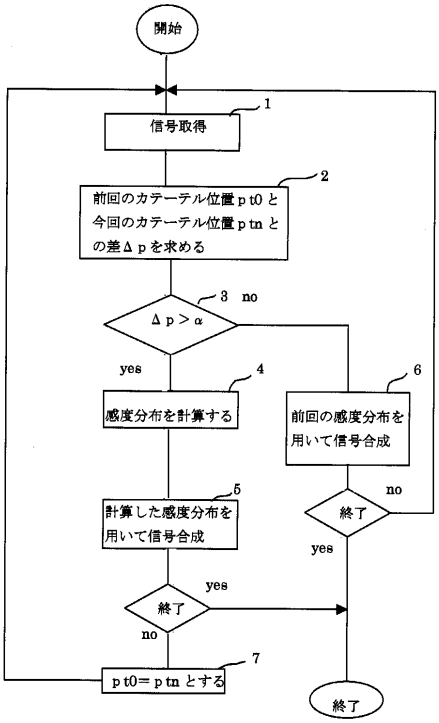

【図８】



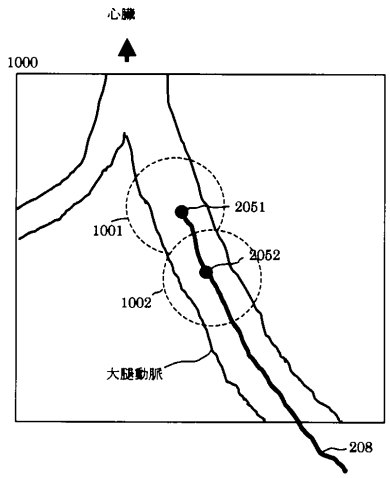

【図９】



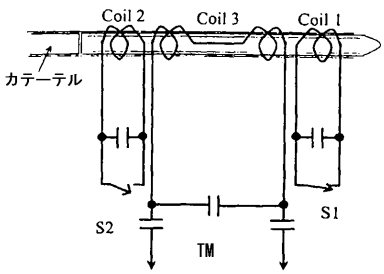

【図１０】




【図１１】




【図１２】



フロントページの続き

(72)発明者　渡部　滋
東京都千代田区内神田１丁目１番１４号　株式会社　日立メディコ内

審査官　右▲高▼　孝幸

(56)参考文献　特開平１０－３１４１３８（ＪＰ，Ａ）
特開２０００－２８７９４９（ＪＰ，Ａ）
特開２００２－０５８６５８（ＪＰ，Ａ）
特開平０９－２３８９２４（ＪＰ，Ａ）
特開２００１－３４０３１５（ＪＰ，Ａ）
特開２０００－２２５１０３（ＪＰ，Ａ）
米国特許第０６２７５７２２（ＵＳ，Ｂ１）
Michael Wendt, et al., Visualization, Tracking, and Navigation of Instruments for Magnetic Resonance Imaging-Guided Endovas, Topics in Magnetic Resonance Imaging, 米国, ２０００年　6月, Vol.11, No.3, pp163-172
Q. Zhang, et al., A Multiplexed Active Tip Tracking System with Automated Scan Plane Definition for Interventional MRI, ISMRM 1998 Proceedings On CD-ROM, International Society for Magnetic Resonance in Me, １９９８年, 687
M.Wendt, et al., Simultaneous Imaging and Active Tip-Tracking for Interventional Procedure Guidance, ISMRM 1998 Proceedings On CD-ROM, International Society for Magnetic Resonance in Me, １９９８年, 685

(58)調査した分野(Int.Cl., ＤＢ名)
A61B　5/055